

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-215664

(43) 公開日 平成9年(1997)8月19日

(51) Int.Cl. ⁸	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	5/0205		A 6 1 B	5/02 D
	5/0245	0277-2 J		5/14 3 1 0
	5/0402			5/02 3 1 0 A
	5/14	3 1 0		5/04 3 1 0 M

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平8-25049

(22) 出願日 平成8年(1996)2月13日

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 犬飼 英克

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 酒井 寛

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

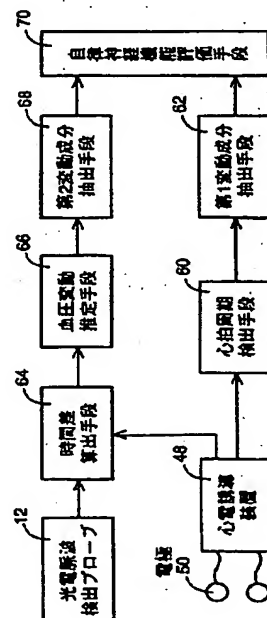
(74) 代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 自律神経機能評価装置

(57) 【要約】

【課題】 生体の自律神経の機能を簡便且つ安価に評価することのできる自律神経機能評価装置を提供する。

【解決手段】 連続的に検出される生体の心拍周期 T_{RR} の変動から抽出される生体の呼吸周波数に略等しい周波数成分から成る第1変動成分HFCと、連続的に測定される生体の血圧値の変動から抽出される生体の呼吸周波数よりも低い所定の周波数成分から成る第2変動成分LFCとに基づいて生体の自律神経の機能を評価する自律神経機能評価装置において、時間差算出手段64により心電誘導装置48により逐次検出される生体の心電誘導波のR波から、光電脈波検出ブロープ12により逐次検出される生体の光電脈波の最大傾斜点までの時間差 $T D_{RR}$ が連続的に算出され、血圧変動推定手段66によりその時間差 $T D_{RR}$ の逆数の変動が前記血圧値の変動として推定される。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 連続的に検出される生体の心拍周期の変動から抽出される該生体の呼吸周波数に略等しい周波数成分から成る第 1 変動成分と、連続的に測定される該生体の血圧値の変動から抽出される該生体の呼吸周波数よりも低い所定の周波数成分から成る第 2 変動成分とに基づいて、該生体の自律神経の機能を評価する自律神経機能評価装置において、前記生体の心筋の活動電位に伴って発生する心電誘導波を逐次検出する心電誘導装置と、該生体の脈拍に同期して発生する容積脈波を逐次検出する容積脈波センサと、該心電誘導装置により逐次検出される該生体の心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位から、該容積脈波センサにより逐次検出される該生体の容積脈波の周期毎に発生する所定の部位までの時間差を連続的に算出する時間差算出手段と、該時間差算出手段により連続的に算出される時間差の変動に基づいて、前記血圧値の変動を推定する血圧変動推定手段とを、含むことを特徴とする自律神経機能評価装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の自律神経の機能を評価するための自律神経機能評価装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体から連続的に測定される心拍周期及び血圧値は若干の変動を有し、それら心拍周期及び血圧値の変動を周波数解析すると、生体の呼吸周波数に略等しい高周波数成分、及び生体の呼吸周波数の 1/3 程度の低周波数成分の 2 種類の周波数成分が得られる。そして、これらの周波数成分のうち、心拍周期の変動から求められる高周波数成分は副交感神経活動を、血圧値の変動から求められる低周波数成分は交感神経活動を反映したものであることを利用して、生体の自律神経の機能を評価するために、生体から連続的に測定される心拍周期及び血圧値を周波数解析することが提案されている。

【0003】

【発明が解決すべき課題】ところが、生体の自律神経の機能を評価するためには、予め生体の心拍周期及び血圧値を連続的に測定しなければならないが、一般的に連続的な生体の血圧値を高精度で得ることは難しく、たとえば、生体の橈骨動脈に押圧される圧力センサを用いて連続的に血圧値を測定するトノメータ式自動血圧測定装置などの特殊な装置を用いる必要があり、装置が複雑且つ高価になるという欠点があった。

【0004】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、生体の自律神経の機能を簡便且つ安価に評価することのできる自

2

律神経機能評価装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明の要旨とするところは、連続的に検出される生体の心拍周期の変動から抽出される生体の呼吸周波数に略等しい周波数成分から成る第 1 変動成分と、連続的に測定される生体の血圧値の変動から抽出される生体の呼吸周波数よりも低い所定の周波数成分から成る第 2 変動成分とに基づいて生体の自律神経の機能を評価する自律神経機能評価装置において、(a) 前記生体の心筋の活動電位に伴って発生する心電誘導波を逐次検出する心電誘導装置と、(b) 生体の脈拍に同期して発生する容積脈波、たとえば生体の一部に装着される後述するパルスオキシメータ用光電脈波検出プローブから検出される光電脈波、或いは生体の一部に巻回されるカフから検出されるカフ脈波などの生体の所定部位における血液容積の周期的脈動を逐次検出する容積脈波センサと、(c) 心電誘導装置により逐次検出される生体の心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位から、容積脈波センサにより逐次検出される生体の容積脈波の周期毎に発生する所定の部位までの時間差を連続的に算出する時間差算出手段と、(d) 時間差算出手段により連続的に算出される時間差の変動に基づいて、前記血圧値の変動を推定する血圧変動推定手段とを、含むことにある。

【0006】

【発明の効果】このようにすれば、自律神経の機能を評価するために測定される生体の血圧変動が、心電誘導装置により逐次検出される生体の心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位から、容積脈波センサにより逐次検出される生体の容積脈波の周期毎に発生する所定の部位までの時間差の変動から推定されるので、連続的な血圧測定を行うための複雑且つ高価な装置が不要となり、生体の自律神経の機能を簡便且つ安価に評価することが可能となる。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基つて詳細に説明する。図 1 は、本発明の一実施例である自律神経機能評価装置としても機能する酸素飽和度測定装置 10 を示すブロック図である。

【0008】図 1 において、パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ 12 (以下、単にプローブという) は、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの体表面 14 に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ 12 は、一方向において開口する容器状のハウジング 16 と、そのハウジング 16 の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED 等から成る複数の第 1 発光素子 18、および第 2 発光素子 18。(以下、特に区別しない場合は単に発光素子 18 という) と、ハウジング 16 の底部内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトトランジスタ等から成る

受光素子20と、ハウジング16内に一体的に設けられて発光素子18及び受光素子20を覆う透明な樹脂22と、ハウジング16内において発光素子18と受光素子20との間に設けられ、発光素子18から前記体表面14に向かって照射された光のその体表面14から受光素子20に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材24とを備えて構成されている。

【0009】上記第1発光素子18は、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子18は、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子18、及び第2発光素子18は、一定時間ずつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子18から前記体表面14に向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子20によりそれぞれ受光される。なお、発光素子18の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子18は酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子18はそれらの吸光係数が略同じとなる波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0010】受光素子20は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号 SM_1 をローパスフィルタ26を介して出力する。受光素子20とローパスフィルタ26との間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ26は、入力された光電脈波信号 SM_1 から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号 SM_1 をデマルチプレクサ28に出力する。

【0011】デマルチプレクサ28は、電子制御装置30からの信号に従って第1発光素子18、及び第2発光素子18の発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号 SM_R をサンプルホールド回路32及びA/D変換器34を介して、赤外光による電気信号 SM_{IR} をサンプルホールド回路36及びA/D変換器38を介して、それぞれ電子制御装置30の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路32、36は、入力された電気信号 SM_R 、 SM_{IR} をA/D変換器34、38へ出力する際に、前回出力した電気信号 SM_R 、 SM_{IR} についてのA/D変換器34、38における変換動作が終了するまでに、次に出力する電気信号 SM_R 、 SM_{IR} をそれぞれ保持するためのものである。本実施例においては、上記ブロープ12が容積脈波センサに対応している。

【0012】本実施例の酸素飽和度測定装置10には、心電誘導装置48が備えられている。心電誘導装置48は、生体の所定の部位に貼り付けられる複数の電極50を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波すなわち心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号 SM_2 を電子制御装置30に供給する。

【0013】電子制御装置30のCPU40は、RAM42の記憶機能を利用しつつROM44に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、駆動回路46に制御信号SLVを出力して発光素子18、18を順次所定の周波数で一定時間ずつ発光させる一方、それら発光素子18、18の発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ28を切り換えることにより、前記電気信号 SM_R をサンプルホールド回路32に、電気信号 SM_{IR} をサンプルホールド回路36にそれぞれ振り分ける。上記CPU40は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号 SM_R 、 SM_{IR} の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度を算出し、表示器52に表示させる。なお、この酸素飽和度の決定方法としては、例えば、本出願人が先に出版して公開された特開平3-15440号公報に記載された決定方法が利用される。

【0014】また、CPU40は心電誘導波を示す信号 SM_2 から心拍数及びその所定周波数の変動を抽出すると共に、心電誘導波のR波から光電脈波 SM_R または SM_{IR} の所定部位までの時間差 TD_{RR} の逆数およびその所定周波数の変動を抽出し、それら変動の強度に基づいて生体の自律神経の機能を評価する。

【0015】図2は、上記酸素飽和度測定装置10における電子制御装置30の制御機能の要部を説明する機能ブロック図である。図2において、心拍周期検出手段60は、前記心電誘導装置48から逐次検出される心電誘導波の時間間隔たとえばR波間の時間間隔を算出することにより生体の心拍周期 T_{RR} を1拍毎に連続的に検出する。このように連続的に検出される心拍周期 T_{RR} には、たとえば図3に示されるような変動が存在する。第1変動成分抽出手段62は、上記心拍周期検出手段60により連続的に検出された生体の心拍周期 T_{RR} の変動から、図4の実線に示されるような生体の呼吸周波数に略等しい高周波数成分すなわち第1変動成分 HFC_1 、および生体の呼吸周波数の1/3程度の低周波数成分 $LF C_1$ をそれぞれ抽出する。この第1変動成分抽出手段62では、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などが用いられることにより心拍周期 T_{RR} の変動が周波数解析される。

【0016】時間差算出手段64は、図4に示されるように、心電誘導装置48から逐次検出される心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、ブロープ12から逐次検出される光電脈波の周期毎に発生する所定の部位たとえば光電脈波の微分波形が最大値を示す点すなわち最大傾斜点 P_{max} までの時間差 TD_{RR} を連続的に算出する。このように連続的に算出される時間差 TD_{RR} にも変動が存在し、たとえば図3は時間差 TD_{RR} の逆数の変動を示している。

【0017】血圧変動推定手段66は、時間差 TD_{RR} の逆数を1拍毎に連続的に算出する。ここで、血圧変動推

10

20

30

40

50

定手段66は、他の変動要因が少ないなどの所定の条件下では、動脈内を伝播する脈波の伝播速度が高くなる程生体の血圧値が高くなるという一般的な関係が存在し、その脈波伝播速度は上記時間差 $TD_{n,n}$ の逆数と一定の関係を有することから、時間差 $TD_{n,n}$ の逆数を算出することによって実質的に生体の血圧値を連続的に推定しているのである。第2変動成分抽出手段68は、時間差 $TD_{n,n}$ の逆数の変動から、生体の呼吸周波数と略等しい高周波数成分 HFC_2 、および生体の呼吸周波数よりも低い所定の周波数成分すなわち第2変動成分 LFC_2 を抽出する。この第2変動成分抽出手段68でも、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などが用いられることにより時間差 $TD_{n,n}$ の逆数の変動が周波数解析される。自律神経機能評価手段70は、上記第1変動成分 HFC_1 と低周波数成分 LFC_1 の信号強度の比(HFC_1/LFC_1)に基づいて生体の副交感神経の活動度を表す数値などを、上記第2変動成分 LFC_2 と高周波数成分 HFC_2 の信号強度の比(LFC_2/HFC_2)に基づいて生体の交感神経の活動度を表す数値などを表示器52を用いて表示出力する。

【0018】図5は、上記自律神経機能評価装置10における電子制御装置30の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、心拍周期に同期して実行されるルーチンを示している。

【0019】図5において、前記心拍周期検出手段60に対応するSA1では、心電誘導装置48から入力された心電誘導波のR波間の時間間隔が算出されることにより、心拍周期 $T_{n,n}$ が算出される。次いで、前記第1変動成分抽出手段62に対応するSA2では、逐次算出される上記心拍周期 $T_{n,n}$ の変動に対して、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などによる周波数解析が実行されることにより、生体の呼吸周波数帯付近(たとえば0.25Hz)に発生するピークを有する周波数成分から成る第1変動成分 HFC_1 が抽出される。

【0020】次に、時間差算出手段64に対応するSA3では、ブロープ12から入力される光電脈波 SM_n または SM_{n-1} の最大傾斜点が決定的されると共に、心電誘導装置48から入力される心電誘導波のR波から、その光電脈波の最大傾斜点までの時間間隔が算出されることにより、時間差 $TD_{n,n}$ が算出される。次いで、血圧変動推定手段66に対応するSA4では、時間差 $TD_{n,n}$ の逆数が算出されることにより、時間差 $TD_{n,n}$ の逆数の変動が血圧値の変動として推定される。

【0021】続いて第2変動成分抽出手段68に対応するSA5では、この逐次算出される時間差 $TD_{n,n}$ の逆数の変動に対して、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などによる周波数解析が実行されることにより、生体の呼吸周波数の1/3乃至1/4程度の周波数帯付近(たとえば0.07Hz)に発

生するピークを有する周波数成分から成る第2変動成分 LFC_2 が抽出される。

【0022】そして、続く前記自律神経機能評価手段70に対応するSA6において、上記第1変動成分 HFC_1 と低周波数成分 LFC_1 の信号強度の比(HFC_1/LFC_1)に基づいて生体の副交感神経の活動度を表す数値などが、上記第2変動成分 LFC_2 と高周波数成分 HFC_2 の信号強度の比(LFC_2/HFC_2)に基づいて生体の交感神経の活動度を表す数値などが表示器52を用いて表示出力される。表示器52としては、たとえば液晶、或いはLED等の発光体を用いた表示画面、或いはプリンタなどが利用される。生体の副交感神経および交感神経の活動度は、上記数値以外にそのトレンドグラフなどによっても表示され得る。

【0023】上述のように、本実施例によれば、自律神経の機能を評価するために必要な連続的に測定された生体の血圧値の変動が、心電誘導装置48により逐次検出される生体の心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、ブロープ12(前記脈拍同期波センサに相当)により逐次検出される生体の光電脈波(前記脈拍同期波に相当)の周期毎に発生する所定の部位たとえば最大傾斜点までの時間差 $TD_{n,n}$ の変動から実質的に推定されるので、連続的な血圧測定を行うための複雑且つ高価な装置が不要となり、生体の自律神経の機能を簡便且つ安価に評価することが可能となる。

【0024】また、本実施例によれば、生体の自律神経機能を評価するに当たって、上記第1変動成分 HFC_1 と低周波数成分 LFC_1 の信号強度の比(HFC_1/LFC_1)に基づいて生体の副交感神経の活動度を表す数値などが、上記第2変動成分 LFC_2 と高周波数成分 HFC_2 の信号強度の比(LFC_2/HFC_2)に基づいて生体の交感神経の活動度を表す数値などが表示器52を用いて表示出力されているため、第1変動成分 HFC_1 と第2変動成分 LFC_2 の絶対値が表示出力される場合のように、自律神経機能以外の他の要因に基づく図4に示される周波数曲線全体の生体間における信号強度の相違が、自律神経機能の相違として誤って判断されることがなくなり評価精度が向上する。

【0025】以上、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0026】たとえば、前述の実施例においては、パルスオキシメータ用光電脈波検出ブロープ12から逐次検出される光電脈波が前記容積脈波として用いられていたが、生体の一部に巻回されて所定圧に保持されたカフから検出されるカフ脈波などが前記容積脈波として用いられ得る。このような場合には自律神経評価機能を備えた自動血圧測定装置として構成される。

【0027】また、前述の実施例においては、生体の体表14で反射した反射光を検出する反射型の光電脈波

10

20

30

40

50

検出用プローブ12が用いられていたが、生体の体組織を透過した透過光を検出する透過型の光電脈波検出用プローブが用いられていても勿論構わない。

【0028】また、前述の実施例においては、心電誘導装置48により検出された心電誘導波の周期、たとえばR波の発生間隔を1拍毎に算出することにより生体の心拍周期 T_{RR} が連続的に検出されていたが、生体の一部に巻回されるカフ或いは生体の桡骨動脈に装着される圧力センサにより生体の動脈から検出された脈波の周期を1脈波毎に算出したり、或いは光電脈波検出用プローブにより検出される光電脈波の周期を1脈波毎に算出することにより生体の心拍周期 T_{RR} が連続的に検出されるように構成されていても差し支えない。要するに、生体の心拍周期を連続的に検出する心拍周期検出手段が設けられていればよいのである。

【0029】また、前述の実施例においては、心電誘導波のR波から光電脈波の最大傾斜点までの時間間隔が算出されることにより、時間差 T_{DR} が算出されていたが、たとえば、心電誘導波のQ波或いはS波から光電脈波の最大点或いは最小点までの時間間隔が算出されることにより時間差 T_{DR} が算出されるなど様々な態様が考えられる。

【0030】本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

*【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である自律神経機能評価装置としても機能する酸素飽和度測定装置10の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の実施例の電子制御装置30の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の実施例の電子制御装置30の制御作用により求められる心拍周期 T_{RR} の変動及び時間差 T_{DR} の逆数の変動を示す図である。

10 【図4】図1の実施例の電子制御装置30の制御作用により心拍周期 T_{RR} の変動及び時間差 T_{DR} の逆数の変動から抽出される第1変動成分HFC、および第2変動成分LFC、などを示す図である。

【図5】図1の実施例の電子制御装置30の制御作用により求められる時間差 T_{DR} を示す図である。

【図6】図1の実施例の電子制御装置30の制御機能の要部を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

10：酸素飽和度測定装置（自律神経機能評価装置）

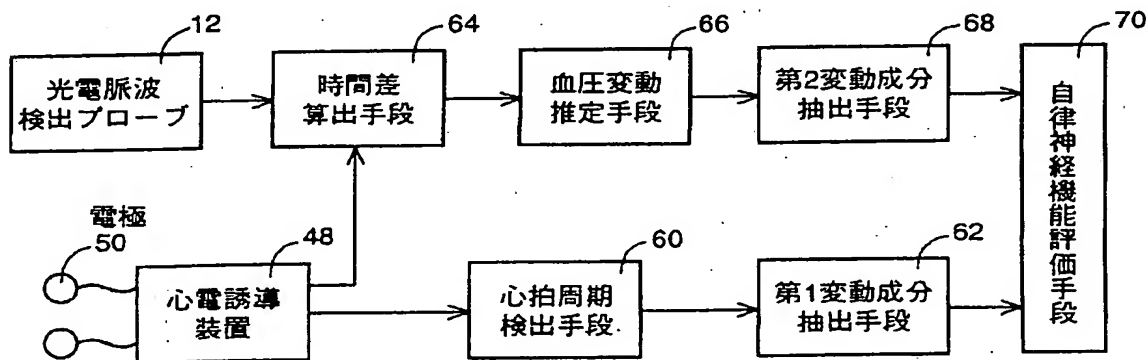
12：パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ（容積脈波センサ）

48：心電誘導装置

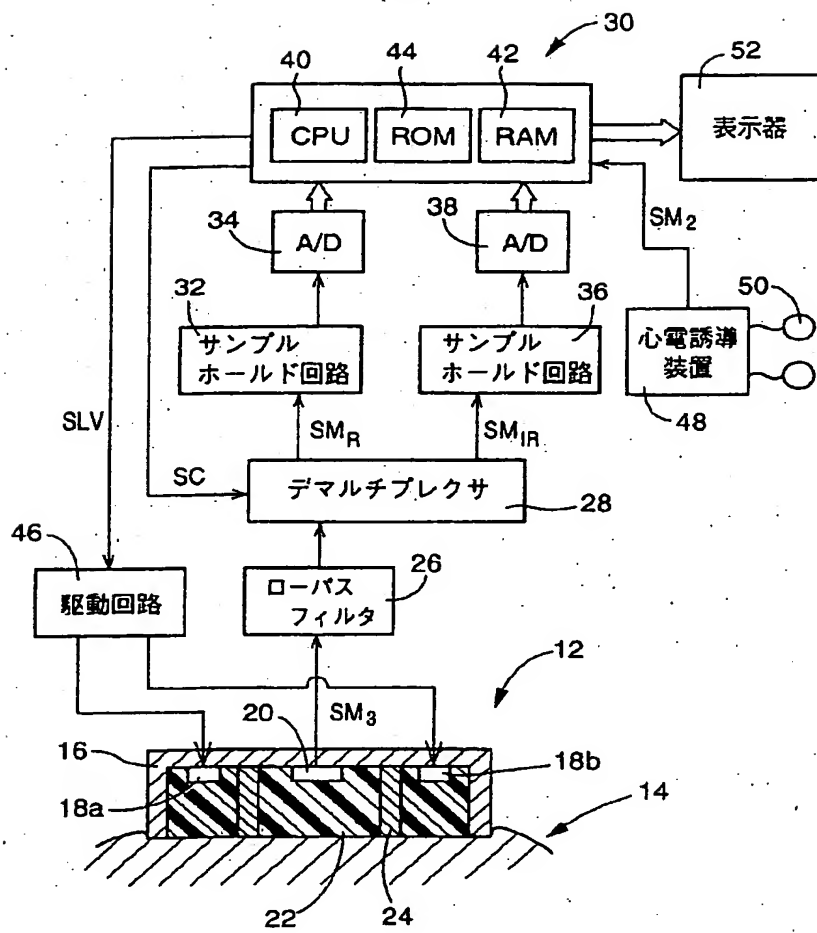
64：時間差算出手段

66：血圧変動推定手段

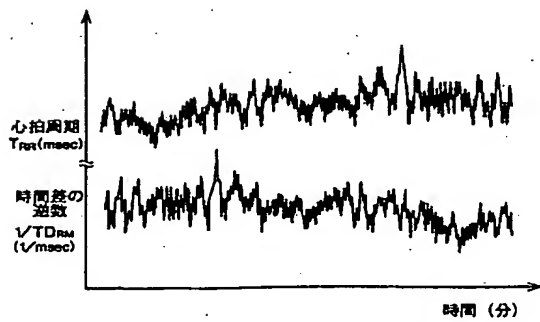
【図2】



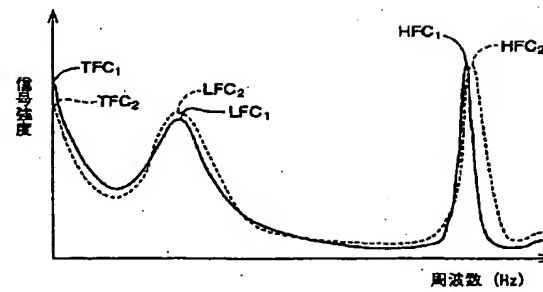
【図1】



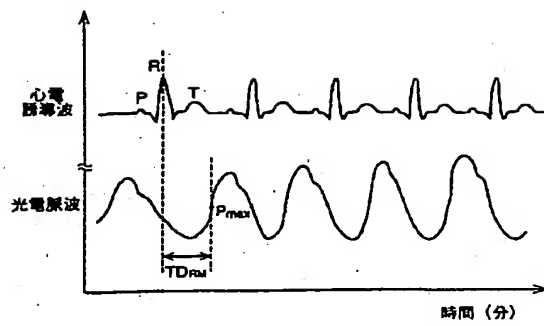
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

